

## 下肢の形態と運動に足底板が及ぼす影響について

柵木聖也, 福林 徹\*, 永井 純, 岡田守彦

Effects of the wedge orthotics on morphology  
and movement of the lower extremity

Seiya MASEGI, Toru FUKUBAYASHI\*,  
Jun NAGAI and Morihiko OKADA

### Abstract

Effects of the wedge orthotics on leg-heel alignment were investigated to obtain basic information for prescribing the orthotics. Six healthy male runners were examined on three orthotics conditions, i.e., 1) without wedge, 2) with medial wedge, 3) with lateral wedge. Parameters measured were 1) leg-heel alignment and 2) amount of lower leg rotation in static position and 3) leg-heel alignment during treadmill running.

Results were as follows; 1) With medial wedge orthotics, leg-heel alignment decreased (subtalar joints supinated) and lower leg rotated externally. 2) With lateral wedge orthotics, leg-heel alignment increased (subtalar joints pronated) and lower leg rotated internally. 3) The amount of subtalar joint movement did not change with orthotics conditions.

These results suggest that wedge orthotics can control the movement of subtalar joint, although it is needed to examine injured runners on leg-heel alignment during road running with orthotics.

key words: running injury, wedge orthotics, leg-heel alignment

### I 緒 言

近年における生涯スポーツの普及を背景とした、ランニング愛好者の増加には目を見張るものがある。しかしこのランニングブームの陰で、ランニングが原因と思われる障害で整形外科医を受診する患者が、従来のようなトップレベルの選手から、質、量共に変化してきているのも事実である<sup>10)</sup>。ランニング障害の原因の多くは、下肢の静的、動的アラ

インメントの異常、特に距骨下関節の過回内、過回外と考えられている<sup>17), 18)</sup>。

ランニング障害の治療に際し、orthoticsは下肢のアラインメントを矯正して健常人のアラインメントに近づけることによってランニング障害を治療、予防するための保存的治療法として、近年注目を集めている。このorthoticsとは、スポンジラバーなどで作られた楔状のもので、患者の症状やその使用目的などによって異なる大きさ、形をしており、

\* 筑波大学臨床医学系

靴の中に挿入して実際のスポーツ活動の中で使用する<sup>4)</sup>。既に orthotics を臨床例に適用した報告は整形外科医等によってなされており<sup>3),5),7)</sup>、良好な治療成績をあげている。しかし、その主要な作用であると考えられる、距骨下関節の過回内、過回外を防止するという作用についてこれを定量的に分析した報告は多くない。

そこで本研究では、orthotics の最も基本的な形状と言われている楔状 orthotics を靴の中に装着し、orthotics を使用することによる下肢の静的、動的アラインメントへの影響を定量的に分析し、orthotics の処方に関する基礎的な情報を得ることを目的とした。

## II 方法

被験者は、筑波大学陸上競技部に所属する健全な中、長距離選手 6 名である。被験者の下肢の形態には、malalignment は認められなかった。計測に際して使用した靴は、月星シューズ社製のサイズ 26 cm のもので、靴自体の衝撃吸収能力が少なく、荷重による変形が少ないと思われるものを使用した。orthotics は、約 5 度の傾斜をもつ硬質ゴム板を、靴底の輪郭に沿って切り出して作製した。なお、orthotics は 2 種類作製し、靴底の内側縁から外側縁に向かって低くなっているものを内側 orthotics、外側縁から内側縁に向かって低くなっているものを外側 orthotics とした (以下それぞれを medial, lateral と略称する)。

計測は、靴に挿入する orthotics の条件を変えて、①. 立位での leg-heel alignment の計測、②. 立位での下腿の回旋量の計測、③. 走行中の leg-heel alignment の計測を行った。立位での leg-heel alignment は、予めマーキングしておいた右下腿の遠位 1/3 の中点 A とアキレス腱の付着部の中点 B、および踵点 C (図 1) を結んでできる 2 直線 AB-BC のな

す鋭角  $a$  を計測した (図 2)。計測は、静止立位している被験者の後方から撮影したビデオ画面を阿江ら<sup>1)</sup>の方法を用いてデジタイジングすることによって行った。

立位での下腿の回旋量の計測は、岡田ら<sup>13)</sup>の方法により被験者の右脛骨前縁にレーザー光源をバルクロ・テープを用いて取り付け、この光源から照射されるレーザー・スポットを円弧状のスクリーンに投影して下腿の回旋量をレーザー・スポットの水平方向の変位として計測し (図 3)、三角関数により、回旋角度を算出した。

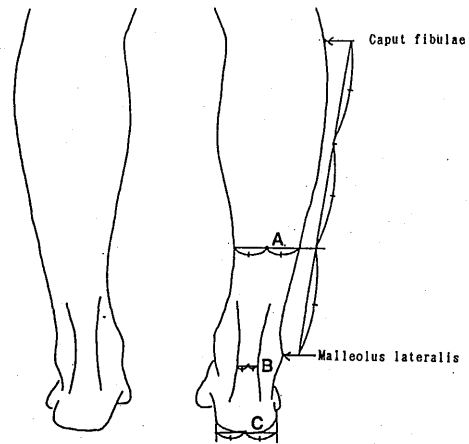


Fig. 1 Marked points

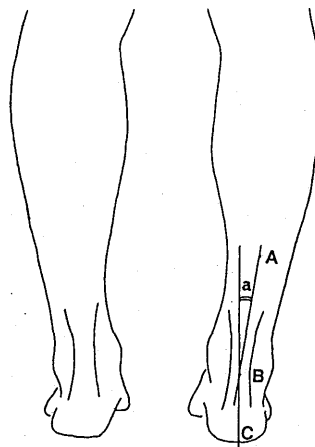


Fig. 2 The method to measure the leg-heel alignment

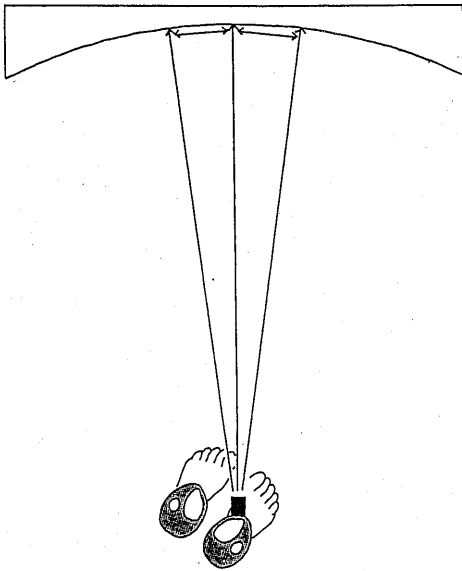


Fig. 3 The method to measure the range of lower leg rotation

走行中の leg-heel alignment の計測は、トレッドミル上をランニングする被験者の右下腿を後方および側方からビデオ撮影し、後方画面をデジタイジングすることによって行った。デジタイジングの結果より、leg-heel alignment の最大値である最大回内角度と、leg-heel alignment の変化のレンジである距骨下関節の角度変化量を求めた。走行のスピードは、毎分100 m の低速ランニングと毎分200 m の高速ランニングの2種類とした。計測の対象とするランニングのサイクルは、ランニングを開始してから約3分経過した後の5サイクルとした。計測を行う区間は heel-strike から toe-off までとし、これらは後方画面と側方画面を両画面に映し込んだLED発光体を用いて同期させたうえで決定した。

### III 結果

#### A. 立位での leg-heel alignment について

立位での leg-heel alignment の平均と標準偏差、および内側 orthotics 装着時（以下、

medial と略称）、外側 orthotics 装着時（以下、lateral と略称）の各条件と非装着時（以下、normal と略称）との比較の結果を表1に示す。各条件と normal との比較は、paired t-test（岩原，1965）にて行った（以下、全ての比較は paired t-test にて行ったものである）。normal にくらべ medial では、全ての被験者で leg-heel alignment が有意に減少し、lateral では、6名中5名の被験者で leg-heel alignment が有意に増加していることがわかる。

Table 1 leg-heel alignment on each orthotics condition (standing)

subject	normal(deg.)	orthotics	
		medial(deg.)	lateral(deg.)
A	15.0±0.98	9.5±0.53**	17.0±0.69*
B	15.7±0.72	11.5±0.63**	21.4±0.54**
C	18.2±0.92	12.3±0.71**	20.5±0.42**
D	11.8±0.86	9.0±0.55*	15.1±0.67**
E	12.4±0.91	7.8±1.20**	15.2±1.09**
F	19.0±1.34	13.0±0.46**	18.8±1.79

(\*: P<0.05, \*\*: P<0.01)

#### B. 立位での下腿の回旋量について

立位での medial, lateral 各条件における下腿の回旋量の平均と標準偏差、normal との差の検定結果を表2に示す。立位での下腿の回旋量は、normal の状態を基準とし、orthotics を medial, lateral と変化させたとき

Table 2 The range of lower leg rotation on each orthotics condition (plus stands for external rotation and minus stands for internal rotation)

subject	orthotics	
	medial(deg.)	lateral(deg.)
A	3.0±0.11*	-1.0±0.41*
B	8.1±0.05*	-7.3±0.10*
C	7.1±0.09*	0.0±0.41
D	2.4±0.08*	-2.6±0.63*
E	5.8±0.34*	0.7±2.22*
F	3.0±0.05*	-1.7±0.06*

(\*: P<0.05)

の下腿の水平面内での回転角度 (deg.) を表したものである。正の値は外旋量, 負の値は内旋量をそれぞれ表す。medial では, 全ての被験者で下腿が有意に外旋し, 一方 lateral では, 6 名中 5 名の被験者で下腿が有意に内旋した。

### C. 走行中の最大回内角度について

低速および高速走行における最大回内角度の平均と標準偏差, および各条件と normal との比較を表 3, 表 4 に示す。

medial では, 100 m/sec. の低速ランニング (以下, 低速と略称) の場合, 6 名中 5 名の被験者で最大回内角度が有意に減少した。200 m/sec. の高速ランニング (以下, 高速と略称) の場合, 6 名中 4 名の被験者で最大回内角度が有意に減少した。lateral では, 低速の場合, 高速の場合共に 6 名中 5 名の被験者で最大回内角度が有意に増加した。

また, 走行速度による違いは, normal, medial, lateral 共に明確にはみられなかった。

Table 3 leg-heel alignment on each orthotics condition (at slow speed)

subject	normal(deg.)	orthotics	
		medial(deg.)	lateral(deg.)
A	13.7±1.60	8.9±1.20**	21.9±2.14*
B	16.7±1.23	13.3±3.29	21.7±1.02**
C	17.1±0.23	12.7±2.67*	19.7±1.24*
D	19.0±1.35	14.0±1.72*	22.5±0.60**
E	15.8±1.93	10.2±0.91*	20.3±2.04
F	23.8±1.52	16.5±0.96**	27.5±0.65*

(\*: P<0.05, \*\*: P<0.01)

Table 4 leg-heel alignment on each orthotics condition (at fast speed)

subject	normal(deg.)	orthotics	
		medial(deg.)	lateral(deg.)
A	14.0±2.52	13.6±1.82	19.4±1.43*
B	19.8±2.17	11.5±2.63**	24.4±2.01**
C	17.0±1.31	10.2±2.23*	20.0±1.20*
D	17.2±1.40	12.3±1.83*	23.6±1.82**
E	15.8±1.65	13.2±1.21	18.2±4.35
F	23.9±1.68	18.1±1.52*	27.5±1.31*

(\*: P<0.05, \*\*: P<0.01)

### D. 走行中の距骨下関節の角度変化量について

走行における距骨下関節の角度変化量の平均と標準偏差, および各条件と normal との比較を表 5, 表 6 に示す。

medial では, 低速の場合 6 名中 2 名の被験者で角度変化量が有意に減少したのみであったが, 全般に減少傾向を示していることがわかる。高速の場合, 6 名中 2 名の被験者で角度変化量が有意に減少したのみであったが, 低速の場合と同様に, 全般に減少傾向を示しているといえる。lateral では, 低速の場合, 全ての被験者で有意差はみられなかった。高速の場合, 有意に増加した者, 有意に減少した者共に 6 名中 1 名であり, 一定の傾向はみられなかった。

また, normal, medial では走行速度が速くなると距骨下関節の角度変化量も増加するが, lateral では一定の傾向はみられなかった。

Table 5 The range of subtalar joint movement (at slow speed)

subject	normal(deg.)	orthotics	
		medial(deg.)	lateral(deg.)
A	22.4±6.23	14.2±3.20*	31.6±5.19
B	24.3±6.40	22.2±3.03	23.5±1.74
C	20.5±4.11	16.0±4.45	20.9±4.80
D	28.9±3.98	22.8±3.05*	30.0±3.66
E	22.8±3.01	18.6±2.43	22.8±4.23
F	23.2±1.56	18.8±1.14	25.1±2.71

(\*: P<0.05)

Table 6 The range of subtalar joint movement (at fast speed)

subject	normal(deg.)	orthotics	
		medial(deg.)	lateral(deg.)
A	24.2±4.40	18.1±5.25	25.6±4.84
B	28.9±4.26	22.4±2.78*	31.8±4.42
C	22.3±2.63	16.4±4.80	20.7±3.41
D	24.4±3.03	26.6±2.90	35.7±3.78*
E	34.0±4.75	23.8±4.64*	22.7±6.03*
F	23.1±7.31*	23.7±3.24	23.6±3.98

(\*: P<0.05)

#### IV 考察

本研究の結果では、立位時においては内側 orthotics を装着した場合、非装着時に比して leg-heel alignment は減少し、下腿は外旋した。一方外側 orthotics を装着した場合、leg-heel alignment は増加し、下腿は内旋した。これは、楔状の orthotics を足底と靴との間に挿入したことにより、足底の内側縁、外側縁が挙上され、距骨下関節が回外、回内してこのような現象が観察されたものと考えられる。また走行時においては、内側 orthotics を装着した場合、最大回内角度は減少し、距骨下関節の角度変化量も減少したが、後者の傾向は前者に比して弱いものであった。外側 orthotics を装着した場合には、最大回内角度は増加したが、距骨下関節の角度変化量に一定の変化はみられなかった。これらの結果は Bates, et al.<sup>2)</sup> および横江ら<sup>18)</sup> の報告と一致するものである。最大回内角度は立位時の leg-heel alignment に相当するものであり、立位の場合と同じく足底の内、外側縁が挙上されているために、走行時における立脚期において距骨下関節の回内が内側 orthotics の場合には制限され、外側 orthotics の場合には助長されていると言える。

距骨下関節の運動は、水平面では約16°内方に、矢状面では約42°上方に偏位している運動軸 (Henke 軸) を中心とした回旋運動である<sup>11)</sup>。このため距骨下関節の運動そのものを計測することは、Wright, et al.<sup>16)</sup> などによって行われてはいるものの、その方法は非常に複雑で実用的とは言い難い。しかし距骨下関節の回内、回外は踵骨の外反、内反、および脛骨の内旋、外旋を伴うことが知られている<sup>6)</sup>。このため、距骨下関節の運動を、踵骨と下腿の相対的位置関係を表す leg-heel alignment と下腿の回旋量を用いて推察することは可能であり、また妥当であると考えられる。

本研究においては、下腿の回旋量の計測は立位の場合にのみ行った。下腿の回旋が距骨下関節の運動に連動していることは横江<sup>17)</sup> が述べているが、本研究においてもこの意見に一致する結果が立位時において得られた。また、立位時の leg-heel alignment と走行時の最大回内角度が類似した傾向を示すことから、走行時においても内側 orthotics を装着した場合下腿は内旋し、外側 orthotics を装着した場合外旋していることが推察できる。

走行時の下肢の動きに注目すると、foot-strike 直前に距骨下関節の回外が生じて踵骨内反位で接地し、foot-strike と同時に距骨下関節の回内が始まる。mid-support では足のアーチが緩んで路面からの反力を吸収し、再び take-off で距骨下関節は回外して、足部は前進のための強力なことで作用して強いキック力を生み出している<sup>17)</sup>。また距骨下関節は、足底の路面への適応のための緩いアダプターとしての機能を有すると考えることもできる<sup>4)</sup>。従って、距骨下関節の回内、回外はそれが正常な範囲であれば、下腿の内旋、外旋、足のアーチの弛緩、緊張と同調して、走行時における重心の前方への移動と衝撃の吸収に重要な役割を果たしていると言える。

しかし、回内足などに代表される距骨下関節の過回内は、足底筋膜炎、アキレス腱炎、脛骨過労性骨膜炎、膝蓋軟骨軟化症など、様々なランニング障害の原因になるとされている<sup>7)</sup>。また距骨下関節の過回内は下腿の異常な内旋を強制するため、後脛骨筋など足関節屈曲筋群の一部の過緊張を引き起こし、“シンスプリント” と呼ばれる下腿のランニング障害を招く<sup>14)</sup>。距骨下関節の可動域が制限されている“cavus foot” などの場合にも、距骨下関節での衝撃吸収能力が劣るために下肢の過労性骨障害が発生しやすいとされている<sup>15)</sup>。このような距骨下関節とランニング障害との関連を考えると、ランナーに orthotics を処方する際には、距骨下関節の可

動域を制限することなく過回内、過回外を防止するような特性を有した orthotics を作製する必要があると思われる。

本研究で用いた内側および外側の楔状 orthotics は、立位時、走行時に得られた leg-heel alignment の各パラメータの結果からみて、本来の距骨下関節の可動域そのものに大きく影響を及ぼすことなく、距骨下関節の運動を調節することができるものと推察される。特に内側 orthotics については、距骨下関節の可動域を若干制限するものの、障害を持つランナーに処方した場合、多くのランニング障害の原因であるとされている距骨下関節の過回内を防止することが期待できる。しかしながら、本研究における走行はトレッドミル上で行われたものであり、実際の走路上での走行に比して下肢が受ける体重による衝撃力は小さいものと推測できる。このため、本研究で得られた距骨下関節の運動に orthotics が与える影響が、実際の走行時のものを表しているかどうかという点については疑問が残る。このため、本研究の結果をそのまま臨床例に応用するのは早計であると考えられ、今後さらに実際の走路上での走行における動作分析を行う必要があると言えよう。

また、腸脛靭帯炎のように膝部の形態の影響を受けていると思われる<sup>12)</sup>ランニング障害の場合は、使用する orthotics やその組み合わせを慎重に選択しないと、本来健常である距骨下関節に対しては悪影響をもたらすことも考えられる。このため、本研究で使用した内側、外側の楔状 orthotics やアーチパッドなど他の形状の orthotics との組み合わせのパターンについても分析を行い、種々のランニング障害に幅広く対応するための知見を集める必要がある。

## V 要約

orthotics 処方のための基礎的な情報を得る

ため、6名の健常なランナーを対象として orthotics 無し、内側 orthotics 装着、外側 orthotics 装着の三条件について、立位時の leg-heel alignment と下腿の回旋量の計測、および走行時の leg-heel alignment の計測を行った。主な結果は以下にあげるものである。

- 1) 立位においては、内側 orthotics を装着した場合 leg-heel alignment は減少し、下腿は外旋した。一方、外側 orthotics を装着した場合、leg-heel alignment は増加し、下腿は内旋した。
- 2) 走行時においては、内側 orthotics を装着した場合、距骨下関節の最大回内角度は減少し、距骨下関節の角度変化量も減少傾向を示した。外側 orthotics を装着した場合、最大回内角度は増加したが、距骨下関節の角度変化量には一定の変化はみられなかった。速度を上げると、最大回内角度には変化はみられなかったが、距骨下関節の角度変化量は orthotics 無し、内側 orthotics の場合には増加し、一方外側 orthotics の場合には一定の傾向を示さなかった。
- 3) 以上のように、orthotics は立位時および走行時の距骨下関節の運動を変化させることから、ランニング障害の治療において有効であると思われる。しかしその臨床適用に当たっては、障害者および実際の走路上でのランニングにおける orthotics 装着状態での距骨下関節の運動の変化について調べる必要があると考えられる。

## 引用文献

- 1) 阿江道良, 石島繁, 横山直也, 浅井武, 高橋伍郎, 宮丸凱史: VTR による動作分析システムの開発 大学体育研究 No. 5 : 87-94, 1983.

- 2) Bates, B.T., Osternig, L.R., Mason, B., James, S.L.: Lower extremity function during the support phase of running. *BIOMECHANICS VI* : 30-39, 1978.
- 3) Bates, B.T., Osternig, L.R., Mason, B., James, L.S.: Foot orthotics devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *Am. J. Sportsmed.* Vol. 7, No. 6 : 338-342, 1979.
- 4) Drez, D.: Running Footwear. *Am. J. Sports Med.* Vol. 8, No. 2 : 140-142, 1980.
- 5) Eggold, J.F.: Orthotics in the Prevention of Runners' Overuse Injuries. *Physician and Sportsmed.* Vol. 9, No. 3 : 125-131, 1981.
- 6) Inman, V.T.: the Joints of the Ankle. The Williams & Wilkins Company, 1976.
- 7) 石井清一：ランニング障害と装具 臨床スポーツ医学 Vol. 4, No. 2 : 137-143, 1987.
- 8) 岩原信九郎：教育と心理のための推計学 日本文化科学社 1965.
- 9) James, S.L., Bates, B.T., Osternig, L.R.: Injuries to runners. *Am. J. Sports Med.*, Vol. 6, No. 2 : 40-50, 1978.
- 10) 駒谷壽一, 藤巻悦夫, 阪本桂造, 栗山節郎, 松本忠重, 染谷 操, 杉村健太, 三雲 仁, 丸田敏也, 服部真紀：最近5年間のスポーツ外傷・障害統計 体力科学 Vol.37, No. 4 : 323-332, 1988.
- 11) Mann, R.A.: Biomechanics of running. in *SYMPOSIUM ON THE FOOT AND LEG IN RUNNING SPORTS.* The C. V. Mosby Company : 1-29, 1982.
- 12) 増島 篤：腸脛靭帯炎 整形・災害外科 Vol.15, No.12 : 1833-1836, 1982.
- 13) 岡田守彦, 柵木聖也：レーザー・ビームを用いた微小変位検出法について 第19回日本体育学会茨城支部例会にて発表, 1988.
- 14) Slocum, D.B.: The shin sprint syndrome. *Am. J. Surg.*, 875-881, 1967.
- 15) Taunton, J.E., Clement, D.B., Webber, D.: Lower Extremity Stress Fractures in Athletes. *Physician and Sportsmed.*, Vol. 9, No. 1 : 77-86, 1981.
- 16) Wright, D.G., Desai, S.M., Henderson, W.H.: Action of the Subtalar Ankle-Joint Complex the During the Stance Phase of Walking. *J. Bone and Joint Surg.* Vol.46- A, No. 2 : 361-382, 1964.
- 17) 横江 清司：下肢のAlignmentとスポーツ障害 日本整形外科学会雑誌 56 : 1137-1138, 1984.
- 18) 横江清司, 橋詰 努：ランニング障害とleg-heel alignment スポーツ医・科学 Vol. 1, No. 1 : 15-22, 1987.